

ZEITSCHRIFT FÜR

4 Med. JZ 598 (1 + Suppl.)
Juli 1987 NEU!

HERZ-, THORAX- UND GEFÄSSCHIRURGIE

Herausgegeben von:

Prof. Dr. R. Hetzer

Direktor des Deutschen
Herzzentrum Berlin
Augustenburger Platz 1
1000 Berlin 65

Prof. Dr. B. J. Messmer

RWTH-Aachen
Direktor der Abteilung für
Thorax-, Herz- und
Gefäßchirurgie
Pauwelsstraße
5100 Aachen

Prof. Dr. W. Sandmann

Leiter der Abteilung für
Gefäßchirurgie und Nierentransplantation
Chirurgische Klinik und Poliklinik
der Universität Düsseldorf
Moorenstraße 5
4000 Düsseldorf

Prof. Dr. I. Vogt-Moykopf

Ärztlicher Direktor der Thoraxklinik
Thoraxchirurgische Abteilung
Amalienstraße 5
6900 Heidelberg

Schriftleitung:

Prof. Dr. R. Hetzer

Dr. S. Schüler

Dr. H. Warnecke

Deutsches Herzzentrum Berlin
Augustenburger Platz 1
1000 Berlin 65

Beiratsmitglieder:

K. Alexander (Hannover)
D. Birnbaum (Bad Krozingen)
N. Bleese (Hamburg)
K. Bühlmeier (München)
H. Dittich (Münster)
P. Lichtlen (Hannover)
A. Lüdtke-Handjery (Berlin)
K. Meßmer (Heidelberg)

B. Nachbur (Bern)
H. Oelert (Mainz)
V. Schulz (Heidelberg)
J.-R. Siewert (München)
H. Warnke (Berlin)
H. Wolff (Berlin)
D. Krumhaar (Berlin)

**Bandinhaltsverzeichnis
Band 1 (1987)**



Steinkopff Darmstadt

Bandinhaltsverzeichnis

Editorial	1, 61,	165	Probst G, Bülzebruck H, Bauer H-G, Vogt-Moykopf I (Heidelberg) Die chirurgische Behandlung des Bronchialkarzinoms im fortgeschrittenen Lebensalter	138
Achatzy R, Sturmberg JP, Ritscher R, Wörn H, Wahlers B, Kunze WP (Hemmer) Das Bronchuskarzinoid, ein maligner Tumor: chirurgische Therapie		130	Reichenspurner H, Kemkes BM, Haberl R, Angermann Ch, Lersch Ch, Osterholzer G, Anthuber M, Weber M, Gokel JM (München) Patientenüberwachung nach Herztransplantation an der Universitätsklinik München, Großhadern	79
Adt M, Schistek R, Lexer G, Schmucker P, Unger F (Berlin) Der Einfluß von Ketanserin auf die Kreislauffunktion und den Fluß durch die Veneninterponate unmittelbar nach aortokoronarer Bypassoperation		145	Sandmann W, Kniemeyer H, Mann P, Aulich A (Düsseldorf) Rekonstruktive Chirurgie der Aortenbogenarterien unter besonderer Berücksichtigung der Subclavia-Carotis-Transposition	47
Berghaus A (Berlin) Alloplastischer Trachealersatz		20	Schäfers H-J, Zeuschner J, Frimpong-Boateng K, Laas J, Schaps D, Haverich A (Hannover) Aneurysmen der Aorta descendens — Determinanten des operativen Risikos	177
Bossaller C, Yamamoto H, Henry PD, Lichtlen PR (Hannover/Houston) Regulation des Tonus menschlicher Koronargefäße über einen endothelialen, relaxierenden Faktor		62	Scheld HH, Görlach G, Kling D, Moosdorf R, Stertmann A, Hehrlein FW (Gießen) Technik der koronaren Endarteriektomie	91
Bülzebruck H, Probst G, Vogt-Moykopf I (Heidelberg) Das neue TNM-System für das Bronchialkarzinom		2	Scheld HH, Görlach G, Müller H, Moosdorf R, Fitz H, Börner U, Hehrlein FW (Gießen) Trachealanastomose mittels Fibrinkleber	134
Cosenza C, Feussner H, Hölscher AH, Weiser HF (München) Sekundäre Achalasie: Bedeutung der Manometrie		151	Scheller E, Hetzer R, Reale E (Berlin/Hannover) Gefäßschädigung durch Arterienabklemmung mit stufenlosem Parallelbranchenverschluß und mit Rasterverschluß — Licht- und elektronenmikroskopische Befunde anhand vergleichender tierexperimenteller Klemmversuche	86
Dittrich H, Greve H (Münster) Die chirurgische Korrektur des "Double Outlet Right Ventricle"		107	Schüler S, Schiessler A, Matheis G, Schmucker P, Warnecke H, Bücherl ES, Henning E, Zartnack F, Ott F, Hetzer R (Berlin) Überbrückung zur Herztransplantation mit Hilfe des künstlichen Herzens — Erster Erfahrungsbericht	194
Drings P, Vogt-Moykopf I (Heidelberg) Untersuchungsprogramm für Patienten vor der chirurgischen Behandlung eines Bronchialkarzinoms		115	Vogt-Moykopf I, Etspüler W, Bülzebruck H (Heidelberg) Das diffuse maligne Pleuramesotheliom — Diagnostik, Therapie und Prognose	67
Frömke J, Kalscheur F, Dedner R (Dortmund) Erfolgreiche chirurgische Behandlung eines beidseitigen akuten Nierenarterienverschlusses		199	Walterbusch G, Maatz W, Mumme A, Penkov P (Dortmund) Vergleich von autologer V. saphena magna und Nabelschnurvene bei kruralen Revaskularisationen	166
Günther H-U, Stegmann Th (Fulda) Klappenbruch und Segelembolisation einer St. Jude-Medical Aortenklappenprothese		206	Warnecke H, Hetzer R, Oye G, Oelert H, Borst HG (Hannover) Konservierende Mitralkirurgie — Eine aktuelle 15-Jahres-Studie	170
Haverich A, Frimpong-Boateng K, Wahlers Th, Schäfers H-J, Frank G, Siclari F, Ziemer G (Hannover) Modifikation der Implantationstechnik bei der orthotopen Herztransplantation		190	Wolff H, Naundorf M (Berlin) Spätergebnisse nach Thyrektomie bei Myasthenia gravis. Erfahrungsbericht von 130 Fällen	97
Höfling B, Simpson JB, Backa D, Stäblein A, Remberger K, Martin E, Lauterjung L, Jauch KW, v. Arnim Th (München/Palo Alto, California, USA) Perkutane Transluminale Exzision von okkludierendem Plaquematerial („Atherektomie“) mit einem neuen Katheter. Klinische Anwendung bei elf Patienten mit arterieller Verschlusskrankheit		124	Wolff H, Warnke H, Bohm J, Heublein B, Parsi RA, Schädlich M, Hübner R, Münster W, Romaniuk P, von Baehr R, Meyer R (Berlin) Erste Erfahrungen mit der Herztransplantation an der Berliner Charité	43
Korsten F, Kniemeyer H, Jaeschok R, Sandmann W (Düsseldorf) Anastomosenaneurysma im peripheren Gefäßbereich		103	Yankah AC, Hetzer R (Berlin) Derzeitige und zukünftige Trends bei der Transplantation allogener Herzklappen	12
Krumhaar D, Mollinedo J, Gau A (Berlin) Primäre Thorakotomie beim Spontanpneumothorax		53		
Leitz KH, Keutel J, Güse HG (Bremen) Zur operativen Therapie des hypoplastischen Linksherzsyndroms		185	Der Kommentar	
Lüdtke-Handjery A, Knaut S (Berlin) Die Aortenverletzung als Komplikation der lumbalen Nucleotomie		56	Schulz V, Vogt-Moykopf I (Heidelberg) zu Krumhaar D, Mollinedo J, Gau A (1987) Primäre Thorakotomie beim Spontanpneumothorax. Z Herz-, Thorax-, Gefäßchir 1: 53—55	114
Matheis G, Warnecke H, Ehling J, Hetzer R (Berlin) Salmonelleninfiziertes symptomatisches Aneurysma des Aortenbogens		156	Krumhaar D (Berlin) Zum Kommentar Schulz V, Vogt-Moykopf I (Heidelberg) im Heft 2, Mai 1987	163
Netz H, Scheld HH, Kling D (Gießen) Eitrige Perikarditis — Notwendigkeit der chirurgischen Therapie		160	Autorenregister zu Band 1 (1987)	209
Oster H, Leitz KH (Bremen) Bilaterale sequentielle Mammariaanastomosen bei Patienten mit koronarer Mehrgefäßerkrankung		28	Stichwortregister zu Band 1 (1987)	210
Oster H, Tsilimingas N, Hörmann E, Engel HJ, Leitz KH (Bremen) Erfolgreicher Reklappenersatz nach akutem Biegelbruch einer Björk-Shiley-Mitralprothese		202	Supplement zur Zeitschrift, in 1987 erschienen:	
Ostermeyer J, Borggreffe M, Breithardt G, Podczek A, Godhardt E, Kolvenbach R, Bircks W (Düsseldorf) Die chirurgische Therapie maligner ventrikulärer Tachykardien im chronischen Post-Infarkt-Stadium (Langzeitergebnisse nach direkter operativer Ablation arrhythmischer Gewebe)		33	I. Vogt-Moykopf, H. G. Bauer (Hrsg.) Fibrinklebung bei Thoraxerkrankungen und in der Thoraxchirurgie. Grundlagen, Applikationstechniken und klinische Ergebnisse	

Alloplastischer Trachealersatz

A. Berghaus

HNO-Klinik (Leiter: Prof. Dr. H. Scherer), Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin

Alloplastic tracheal replacement

Summary: Tracheal defects 6 cm in length were bridged with various tracheal prosthetic devices in porcine experiments. A preimplantation of porous synthetic frames and application as tracheal replacement in a second session (auto-alloplasty) proved inefficient. With suitable synthetic material, it is possible to construct tracheal prostheses whose mechanical properties resemble the natural human model. An artificial trachea is presented that consists of a spiral frame of porous polyethylene and an inner lining of silicone foil. The ends of the prostheses are stabilized by a steel spring to counteract the stenosis at the anastomosis. Compared to other constructions, significantly better results were obtained with this prosthesis in the animal experiment. After an implantation period of 17 months, a scarred shortening of the initial tracheal defect by 75% was observed in one case. The residual defect was bridged by a hard scar.

Zusammenfassung: Im Tierversuch (Schwein) wurden 6 cm lange Luftröhrendefekte mit Trachealprothesen verschiedener Bauart überbrückt. Eine Vorimplantation poröser Kunststoffgerüste und Verwendung als Trachealersatz in zweiter Sitzung (Auto-Alloplastik) hat sich nicht bewährt. Unter Verwendung geeigneter Kunststoffe lassen sich Trachealprothesen konstruieren, deren mechanische Eigenschaften denen menschlicher Luftröhren ähnlich sind. Es wird eine künstliche Luftröhre vorgestellt, die aus einem Spiralgerüst aus porösem Polyethylen mit einer Innenauskleidung aus Silikonfolie besteht. Die Prothesenenden sind zur Verhinderung einer Anastomosenstriktur mit einer Metallfeder verstärkt. Mit dieser Prothese waren im Tierversuch im Vergleich zu anderen Konstruktionen deutlich bessere Ergebnisse zu erzielen. Nach 17 Monaten Verweildauer einer solchen Prothese wurde in einem Fall die narbige Verkürzung des ursprünglichen Trachealdefektes um 75% beobachtet. Der Restdefekt wurde von einer derben Narbe überbrückt.

Schlüsselwörter: Trachea; Trachealprothese, mechanische Eigenschaften, In-vitro-Test, Tierexperiment

Key words: trachea, tracheal prosthesis, mechanical properties, in vitro test, animal experiment

Fragestellung

Die Versorgung langstreckiger Defekte der Luftröhre, die durch die Resektion von Stenosen bzw. Tumoren oder seltener traumatisch entstehen, ist vor allem dann problematisch, wenn der Trachealersatz schnell erfolgen soll und wenn die Bifurkation mitbetroffen ist.

Die Obergrenze bei der Querresektion mit End-zu-End-Naht wird bei 4 cm bis maximal 6 cm Distanz zwischen den Trachealstümpfen angesiedelt. Der Erfolg einer End-zu-End-Naht ist durch eine Restenose bedroht, die auftritt, wenn zu starke Zugspannung an der Anastomose angreift [20]. Hierdurch sind dem Verfahren auch dann Grenzen gesetzt,

wenn chirurgische Mobilisationsmöglichkeiten des kranialen und kaudalen Trachealstumpfes ausgenutzt werden [19].

Die alternativ hierzu in Betracht kommenden, zum Teil aufwendigen und meist mehrstufigen chirurgischen Verfahren mit größeren Hautlappen und Knorpel für die langstreckige Luftröhrenrekonstruktion sind zeitaufwendig und führen auch in der Hand des Erfahrenen nicht immer zum angestrebten Erfolg [11, 16, 21, 23, 27]. Für den Ersatz der intrathorakalen Trachea sind solche Verfahren in der Regel nicht geeignet.

Die Erwartung, konservierte allogene Luftröhren verwenden zu können, hat sich meist nicht bestätigt [15, 17]. Allerdings sind gerade in neuerer Zeit mit konservierten allogenen Tracheen offenbar wieder günstigere Ergebnisse erzielt worden [13, 14].

Die erfolgreiche allogene Frischtransplantation einer menschlichen Trachea [28, 29] ist bislang ein Ausnahmefall geblieben [16, 17].

Zur Versorgung der großen Trachealdefekte wurde frühzeitig auch an einen alloplastischen Organersatz gedacht. Eine von uns durchgeführte Literaturstudie wies in über 300 einschlägigen Publikationen mehr als 60 hierfür verwendete Materialien nach [3]. Dennoch ist eine in jeder Hinsicht befriedigende Trachealprothese bis heute nicht entwickelt worden. Nennenswerte Verbreitung hat lediglich die nach ihrem Erstbeschreiber benannte „Neville“-Prothese gefunden, die im wesentlichen aus einem Silikonrohr besteht [7, 9, 24, 25, 30, 31].

Der Grund dafür, daß sich ein alloplastischer Trachealersatz bislang nicht durchsetzen konnte, liegt in der Vielzahl und Häufigkeit der im Zusammenhang mit der Anwendung sol-

cher Prothesen immer wieder beschriebenen Komplikationen: Ösophagusfisteln, tödliche Arrosionsblutungen der großen Gefäße, Infektionen, Stenosen in der Prothese bzw. Anastomosenstrikturen und Obturation durch Sekretverhaltung werden in der einschlägigen Literatur immer wieder erwähnt [2].

Bei unseren eigenen Arbeiten zur Bildung eines alloplastischen Trachealersatzes gingen wir von der Überlegung aus, daß ein Teil der geschilderten Komplikationen durch Auswahl eines geeigneten Materials vermeidbar sein müßte, ein weiterer Teil durch eine funktionsgerechte Bauweise der Prothese.

Es ist anzunehmen, daß die künstliche Luftröhre um so brauchbarer ist, je mehr sie dem natürlichen Vorbild ähnelt. Demnach bestand unsere experimentelle Arbeit aus drei Teilen:

- a. Messung der mechanischen Eigenschaften menschlicher Trachealsegmente und Vergleich mit künstlichen Luftröhren.
- b. Trachealersatz nach Vorimplantation eines porösen Rohres (auto-alloplastischer Ersatz).
- c. Direkter Trachealersatz durch eine alloplastische Luftröhrenprothese.

Material und Methode

Als Basiswerkstoff für die Trachealprothese diente poröses Polyethylen (HDPE = high density polyethylene). Dieses Material haben wir in den vergangenen Jahren wiederholt erfolgreich als Ersatz für Knorpel und Knochen in der rekonstruktiven Gesichtschirurgie eingesetzt [1, 5]. Poröses Polyethylen läßt sich leicht formen, es wird nicht resorbiert und erlaubt mit einer Porengröße von etwa 150 µm eine gute Verankerung im Implantatlager durch einwachsendes Bindegewebe [2] (Abb. 1). Aus diesem Werkstoff wurden nach unseren Angaben Rohre für den Luftröhrenersatz gefertigt (Europplast GmbH, Oberhausen). Diese Rohre wurden entweder unbearbeitet in der Länge des zu überbrückenden Defektes implantiert oder sie wurden zu einem elastischen Spiralgerüst weiterverarbeitet, welches als Hauptbestandteil der alloplastischen



Abb. 1. Poröses Polyethylen. Schnittfläche im Raster-Elektronenmikroskop, Vergrößerung ca. 100mal.

schen Prothese diene. Im Laufe der Untersuchungen erwies es sich als sinnvoll, dieses Spiralgerüst innen mit einer Silikonfolie auszukleiden und an den Enden eine Verstärkung durch eine Edelstahlfeder vorzunehmen.

a. Messung mechanischer Eigenschaften der menschlichen Luftröhre im Vergleich mit alloplastischen Prothesen

Um Ausgangswerte für die Konstruktion eines alloplastischen Trachealersatzes zu erhalten, wurden die mechanischen Eigenschaften von 23 postmortal entnommenen menschlichen Luftröhren an einer Universalzugmaschine untersucht [4].

Die Luftröhren wurden einer in Längsrichtung wirkenden Kraft ausgesetzt, bis ein Riß auftrat. Besonderes Augenmerk wurde auf die Kraft bei Dehnung um 2%, 5% und 10% gelegt.

Die hier gewonnenen Daten wurden denjenigen gegenübergestellt, die mit einer Trachealprothese nach Neville bzw. mit Prothesen eigener Fertigung gewonnen wurden.

b. Auto-alloplastischer Trachealersatz

Hierbei sollte festgestellt werden, ob die Vorimplantation einer porösen Trachealprothese und damit das Ein-

wachsen von Bindegewebe vor der eigentlichen Verwendung als Luftröhrenersatz Vorteile hat. Die Untersuchungen wurden an sechs Schweinen durchgeführt. Die Narkose erfolgte intravenös mit Metomidat-Hydrochlorid (Hypnodil®). Mehrere in der Bauweise unterschiedliche Prothesenrohre ohne Silikonaukleidung wurden in Nackenmuskellogen implantiert und im Mittel nach sechs Wochen wieder entnommen.

Während der Vorimplantation wurde das Lumen der Rohre mit einem Platzhalter aus Silikon oder Edelstahl offengehalten. Nach der Verweildauer bestanden diese auto-alloplastischen Prothesen aus dem Spiralgerüst aus porösem Polyethylen und dem Bindegewebe, das in der Zwischenzeit in das Porensystem eingewachsen war. Nach der Vorimplantationszeit wurden diese Trachealgerüste als Luftröhrenersatz verwendet. Die Länge des zu überbrückenden Trachealdefektes betrug jeweils 6 cm; die Anastomosen wurden Stoß an Stoß genäht. In drei Fällen wurde die Trachealschleimhaut ganz oder teilweise durch Präparation erhalten und auf die Innenoberfläche der Rohre aufgesteppt; in anderen Fällen wurde auf eine Schleimhautauskleidung völlig verzichtet. Dann war das in die Prothese eingewachsene Bindegewebe gleichzeitig die Innenauskleidung der neuen Luftröhre.

c. Direkter alloplastischer Trachealersatz

In dieser Versuchsreihe sollten die Möglichkeiten eines einzeitigen alloplastischen Trachealersatzes untersucht werden. Die Versuchstiere waren elf deutsche Landschweine. Auch hierbei erfolgte die Narkose jeweils intravenös mit Hypnodil®. Die Trachea wurde über einen Medianschnitt an der ventralen Halsseite freigelegt; dann wurde ein Trachealdefekt von 6 cm Länge durch Resektion eines entsprechenden Segmentes unterhalb der zweiten Trachealspange geschaffen und durch die Kunststoffprothese überbrückt. Als Varianten der Anastomosentechnik wurden Stoß-an-Stoß-Nähte, der Einschub der Prothese in den Trachealstumpf und der Einschub des Stumpfes in die Prothese untersucht.

Als Nahtmaterial kam regelmäßig ein monofiler, nicht resorbierbarer Faden zur Anwendung (Prolene®).

Ergebnisse

a. Mechanische Eigenschaften der Luftröhre und Vergleich mit alloplastischen Prothesen

Die mittlere Zugkraft für Dehnung um 2% lag bei den menschlichen Luftröhren bei 0,27 N, für Dehnung um 5% bei 0,98 N und für Dehnung um 10% bei 6,21 N. Die Luftröhren rissen bei einer mittleren Zugkraft von 229,7 N. Die durchschnittliche Dehnung bis zum Riß betrug 52,9% (Durchschnittsalter der Luftröhren: 72,1 Jahre).

Bei der Silikonprothese nach Neville war für eine Längenänderung um 2% bereits eine Kraft von 7,4 N erforderlich, die Dehnung um 10% erforderte hier die Aufwendung von 32,2 N (Abb. 2).

Das von uns entworfene Spiralgerüst aus porösem Polyethylen setzte vor Implantation einer Längenänderung wesentlich geringeren Widerstand entgegen als die menschliche Trachea: Für eine Längenänderung um 10% war nur ein Kraftaufwand von 0,35 N erforderlich. Bedeutsam ist die bei unseren Messungen ermittelte Zunahme an Stabilität durch Einwachsen des Bindegewebes nach

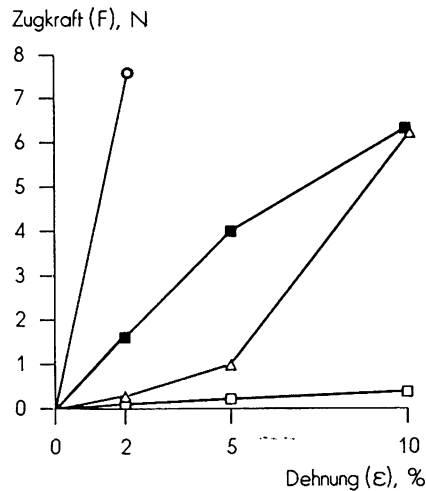


Abb. 2. Kraft-Verformungsverhalten der menschlichen Luftröhre (Δ). Zugbeanspruchung bis 10% im Vergleich zur Neville-Prothese (○) und zu einem Spangengerüst aus porösem Polyethylen (Messungen vor (□) und nach (■) Implantation). Die Neville-Prothese ist relativ starr. Beim PE-Gerüst nimmt die Stabilität durch einwachsendes Bindegewebe zu, das mechanische Verhalten bleibt aber im Bereich der menschlichen Luftröhre.

Implantation: Die Wiederholung der Prüfung nach durchschnittlich sechswöchiger Implantation zeigte bei unserer Prothese eine Zunahme der für die Dehnung um 10% erforderlichen Kraft auf 6,3 N. Dieser Wert liegt innerhalb der Streubreite der bei menschlichen Luftröhren ermittelten Kräfte bei 10%iger Längenzunahme.

Eine Auskleidung des PHDPE-Spiralgerüsts mit Silikonfolie erhöhte die Stabilität vor Implantation (Kraft bei 10% Dehnung: 3,31 N). Die Prüfung nach Implantation zeigte auch hier wegen des eingewachsenen Bindegewebes wieder eine Zunahme der Stabilität; dabei lagen die für Längenänderung um 10% erforderlichen Kräfte mit 6,41 N jedoch nicht höher als bei dem unverstärkten Gerüst. Weitere Einzelergebnisse dieser Untersuchungen sind an anderer Stelle wiedergegeben [4].

Die Versuche lassen erkennen, daß die Neville-Prothese im Vergleich zur menschlichen Luftröhre unphysiologisch starr ist, was — insbesondere wegen der glatten Oberfläche — möglicherweise das Komplikationsrisiko vor allem in Hinblick auf Dislokation und Gefäßarrosion erhöht.

Andererseits zeigen die Ergebnisse, daß ein Spiralgerüst aus porösem Polyethylen mit einer Innenauskleidung

aus Silikonfolie zwar vor Implantation wesentlich leichter verformbar ist als eine menschliche Luftröhre; nach Implantation nimmt jedoch die Stabilität der porösen Prothese durch Einwachsen von Bindegewebe zu und erreicht im Bereich kleiner Längenänderungen annähernd die Werte des natürlichen Vorbilds.

b. Auto-alloplastischer Trachealersatz

Alle sechs in dieser Serie durchgeführten Versuche, bei denen ein vorimplantiertes Trachealgerüst nach sechs Wochen als Luftröhrenersatz in einen Defekt der zervikalen Trachea eingesetzt wurde, führten nicht zu dem angestrebten Erfolg. Nach dem Umsetzen in den Trachealdefekt gewinnt das während der Vorimplantation in die alloplastische Prothese eingewachsene Gewebe schlecht Verbindung zur benachbarten Blutversorgung, wird dann ödematös oder nekrotisch. Dieses Granulationsgewebe ist insgesamt minderwertig und kann als Innenauskleidung der Trachealprothese ein Flimmerepithel nicht ersetzen. Wenn es aber überlebt, dann wuchert es an der auto-alloplastischen Prothese weiter in das Lumen vor und bewirkt damit eine Stenose. Dabei kann auch Schleimhaut, die als Innenauskleidung auf das Granulationsgewebe transplantiert wurde und überlebt hat, die Stenosierung nicht sicher verhindern: Die Schleimhaut wird vom Granulationsgewebe nach zentral in das Lumen vorgeschoben (Abb. 3). Die unter diesen Bedingungen erreichte maximale Überlebenszeit ohne Symptome der Dyspnoe betrug bei unseren Versuchen acht Monate.

c. Direkter alloplastischer Trachealersatz

Bei zwei Tieren kam ein starres Rohr aus porösem Polyethylen zur Anwendung. Eines dieser Rohre war völlig unbehandelt; bei dem anderen war die Innenoberfläche durch Hitzebehandlung geglättet, so daß außen eine poröse, innen eine sehr glatte Oberflächenstruktur vorlag. Diese Rohre wurden an den Anastomosen Stoß an Stoß vernäht. In beiden Fäl-

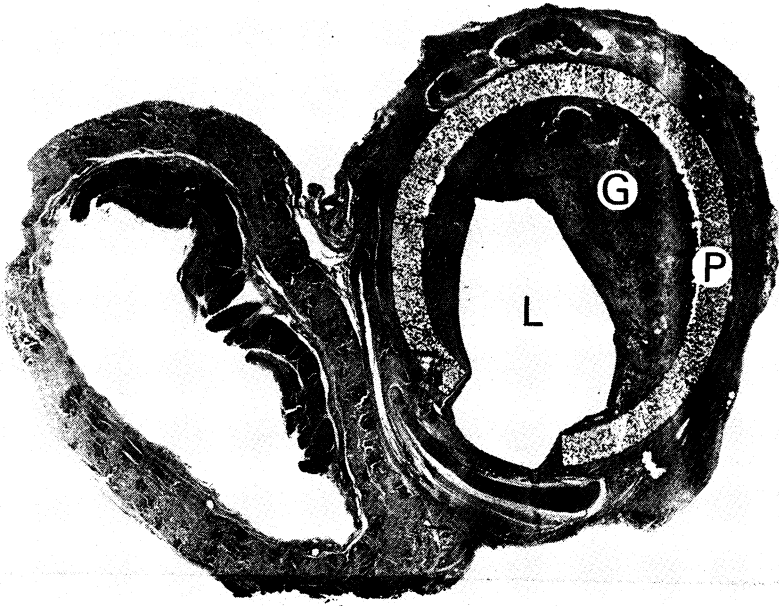


Abb. 3. Trachealgerüst aus porösem Polyethylen (P) mehrere Monate nach Implantation. Granulationsgewebe (G) hat den porösen Kunststoff durchbaut, wuchert aber auch in das Lumen (L) der Prothese vor. Die Schleimhautauskleidung verhindert die Stenose nicht. HE, Lupenvergrößerung. Links im Bild: Ösophagus.

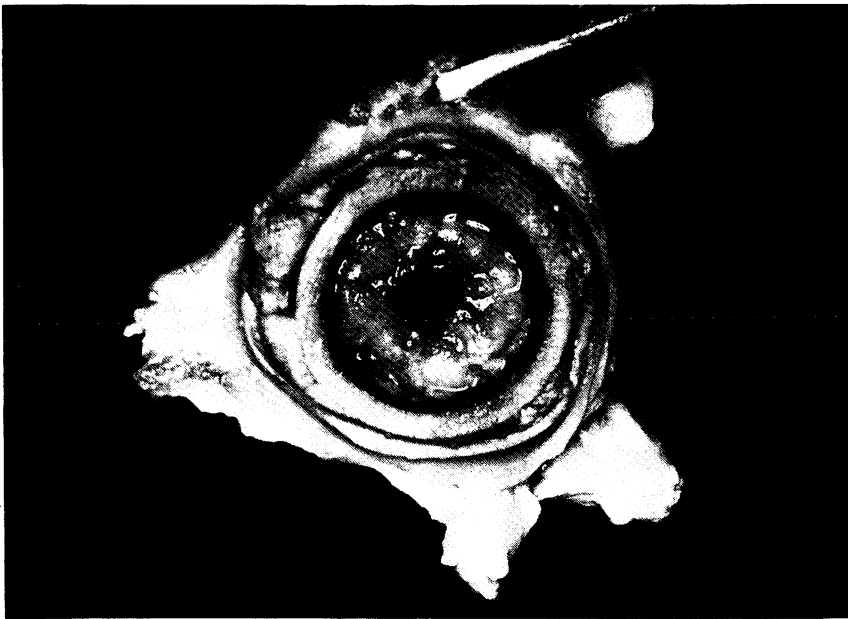


Abb. 4. Hochgradige Lochblendenstenose an einer Anastomose zwischen Trachealstumpf und rohrförmiger Prothese, die Stoß an Stoß vernäht worden war.

len kam es nach 20 bzw. 27 Tagen zu einer hochgradigen doppelten Lochblendenstenose an der kranialen und kaudalen Anastomose (Abb. 4). Zwar war auch eine Schleimansammlung im Prothesenlumen feststellbar, Ursache für den Mißerfolg war aber ohne Zweifel die Anastomosenstrikturen.

Die Aufgabe war nun, mit geeigneten Maßnahmen die Ausbildung solcher Stenosen zu vermeiden. Deshalb

wurde sowohl der starre Wandaufbau, als auch die Anastomosentechnik modifiziert. Die poröse Struktur der äußeren Oberfläche des Rohres war erwünscht und sollte beibehalten werden. Das Gerüst sollte aber in Längsrichtung dehnbar werden, was durch Bildung einer Spirale aus dem kompakten Rohr mühelos gelang. Die hierdurch entstandene Gitterstruktur mußte allerdings das Auftreten von

Stenosen durch eindringendes Granulationsgewebe befürchten lassen. Deshalb war eine Abdichtung des Rohres mit elastischem Material erforderlich, das außerdem zum Lumen hin eine glatte Oberfläche gewährleisten sollte.

Die genannten Forderungen erfüllte eine schlauchförmige Innenbeschichtung der Polyethylenspirale mit einer feinen Silikonfolie. Ferner sollten nun an der Anastomose die Trachealstümpfe überlappend über die Prothesenenden verschoben werden, um hier das stenosierende Einwuchern von Granulationsgewebe und damit die Lochblendenstenose zu verhindern. Deshalb wurde die Silikoninnenbeschichtung an beiden Enden etwa 1 cm über das PE-Gerüst überstehend angefertigt. Die anstoßenden Trachealspangen der Stümpfe wurden mit den Enden der spiraligen Außenhaut aus Polyethylen vernäht.

Bei den ersten nach diesem Prinzip gefertigten Prothesen erwies sich der in den Trachealstumpf ragende Anteil der Silikonfolie noch zu schwach, um einem Granulationsgewebedruck zu widerstehen. Die Silikonfolie wurde an den Anastomosen zunehmend ventilartig in das Lumen vorgeschoben, so daß die Überlebenszeit zunächst 26 Tage nicht überschritt.

Im folgenden Versuch wurde dann der Silikonüberstand verstärkt und zusätzlich durch eine Matratzennaht mit dem überlappenden Trachealstumpf verbunden. Die Überlebenszeit konnte hiermit auf 6½ Monate verlängert werden; endoskopische Untersuchungen in größeren Abständen zeigten regelmäßig einen geringen bis mäßigen Schleimbelag auf der Innenauskleidung aus Silikon. Trotz Aussetzen des antibiotischen Schutzes (Terramycin®) nach vier Wochen entwickelte sich keine Infektion. Zunehmender Granulationsgewebedruck an den Nähten führte jedoch auch hier zu einer Kompression vor allem des kaudalen Silikonüberstandes, so daß nach Monaten gelegentlich bei heftiger Atmung ein Stridor auftrat. Demnach war eine weitere Stabilisierung des in die Trachealstümpfe eingeschobenen Prothesenteils zu fordern.

Diese Stabilisierung erreichten wir schließlich durch die Einarbeitung ei-

ner kleinen Edelstahlfeder in die Silikonmanschetten der Prothesenenden. Die Federkraft wirkt besser als die Kunststofflamelle allein einer vom Narbengewebe ausgehenden konzentrischen Kraft entgegen, ohne ihrerseits Druckschäden an der Trachealschleimhaut zu bewirken (Abb. 5 und 6). Ein mit einer derartigen Prothese im Juli 1985 versorgtes Tier lebte symptomfrei bis Dezember 1986. Da die enorme Größenzunahme dieses Tieres (Gewicht bei Operation 40 kg,

bei Versuchsende 195 kg) eine Haltung in den Stallungen der Tierlaboren schließlich nicht mehr erlaubte, wurde die Langzeitbeobachtung abgebrochen und das Tier seziiert.

Die Sektion zeigte vor allem zwei wichtige Befunde: Im Bereich des ehemals 6 cm langen Trachealdefektes, der von der Prothese überbrückt worden war, fand sich jetzt eine nur noch 1 bis 2 cm lange, narbige Manschette (Abb. 7). Kranial und kaudal davon

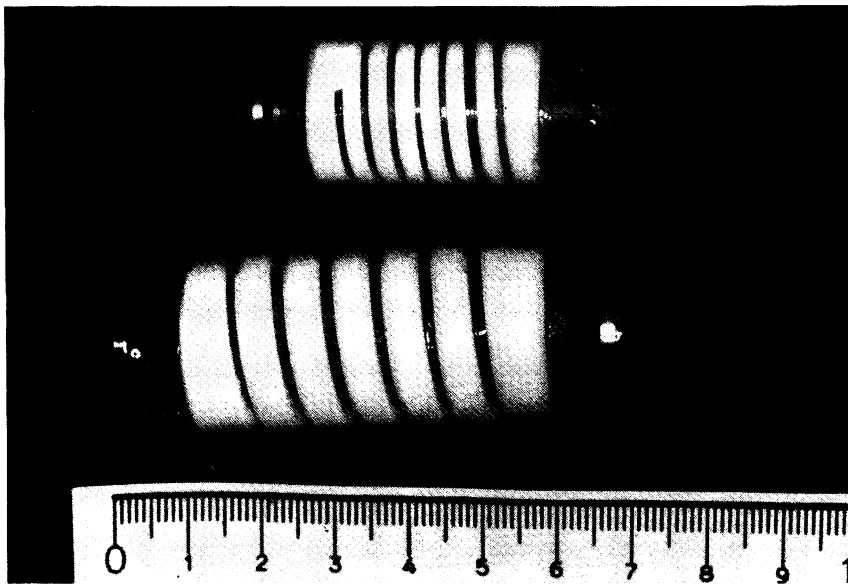


Abb. 5. Trachealprothesen eigener Fertigung in zwei verschiedenen Größen. Spiralgerüst aus porösem HDPE. Silikonfolienauskleidung. Verstärkung der Prothesenenden durch Edelstahlfedern.



Abb. 6. Zustand nach Überbrückung eines 6 cm langen Trachealdefektes beim Schwein mit einer Prothese entsprechend Abb. 5. Einschub der federverstärkten Prothesenenden in die Trachealstümpfe.

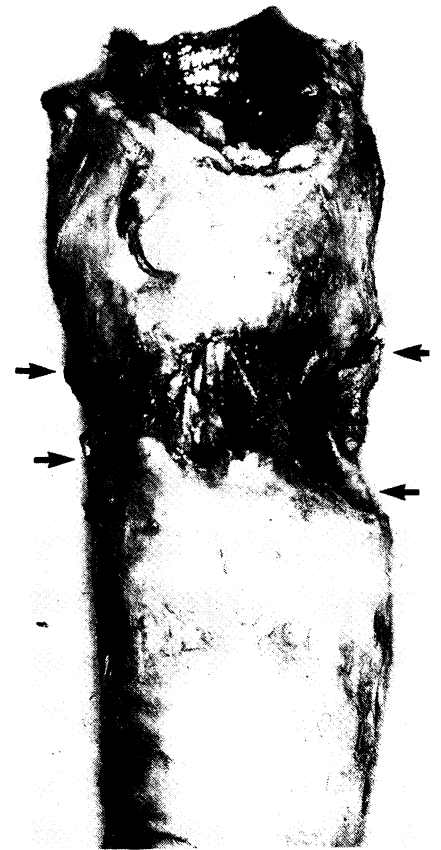


Abb. 7. Schweinetrachea 17 Monate nach Versorgung eines Defektes von 6 cm Länge mit einer Prothese entsprechend Abb. 5. Die Pfeile markieren die Begrenzung einer 1 bis 2 cm langen Residualnarbe. Oben angeschnittener Larynx.

war um die Prothese herum ein von teilweise deformierten, atypischen Knorpelringen stabilisiertes Trachealrohr nachweisbar. Im Laufe der 17 Monate hatte sich offenbar der lange Trachealdefekt unter Bildung einer derben Narbe erheblich verkürzt. Die Prothese, die als „Leitschiene“ gedient hatte, konnte relativ mühelos aus diesem stabilen, teils narbigen, größtenteils aber knorpeligen Rohr extrahiert werden. Sie war allenfalls noch im Bereich der schmalen, bindegewebigen Narbe mit der Trachealwand verwachsen. Makroskopisch fand sich fast im gesamten ehemaligen Defektbereich eine Schleimhautauskleidung, lediglich in Höhe der Bindegewebsnarbe bestand auch die Innenoberfläche der Luftröhre aus derber Narbe.

Eine weitere, wesentliche Beobachtung war, daß die knapp 1½ Jahre zuvor implantierte Trachealprothese nahezu unverändert aus dem Lumen der narbig veränderten Luftröhre zurück-

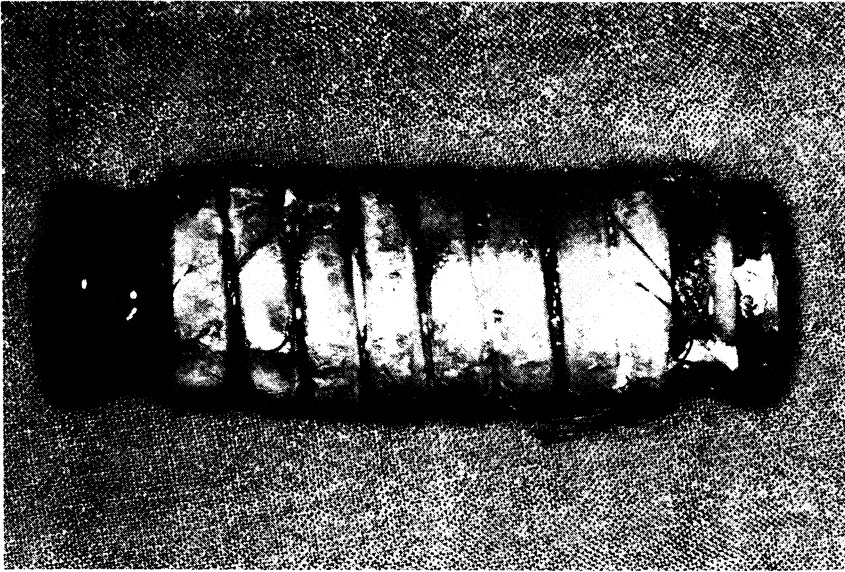


Abb. 8. Die aus der Luftröhre (Abb. 7) nach 17 Monaten Verweildauer extrahierte Prothese.

gewonnen werden konnte (Abb. 8). Das Spiralgerüst aus porösem Polyethylen war völlig intakt und zeigte keine Zeichen der Degradation, wie etwa Brüche oder Substanzdefekte. Bei grober Prüfung war auch die Elastizität und Stabilität des Gerüsts erhalten. Auch die Silikonfolie der inneren Oberfläche war makroskopisch unverändert. Die Verbindung zwischen PE-Gerüst und Silikonfolie war erhalten geblieben. Im Lumen der Prothese fand sich eine relative starke Schleimansammlung, wobei das Sekret zum Teil auch eingetrocknet war.

Vier weitere, mit der gleichen Prothese versorgte Landschweine befinden sich noch im Versuch; die bisherige Beobachtungszeit liegt zwischen drei und fünf Monaten. Bei keinem der Tiere ist bisher eine Symptomatik von Luftnot aufgetreten.

Diskussion

Die Untersuchung der mechanischen Eigenschaften menschlicher Luftröhren und alloplastischer Prothesen zeigt, daß es möglich ist, Trachealprothesen herzustellen, deren Verhalten bei passiver Dehnung in Längsrichtung etwa dem des natürlichen Vorbildes entspricht. Es ist anzunehmen, daß in dieser Hinsicht auf der Basis von umfangreicheren Testungen eine noch weitergehende Annäherung an die menschliche Luftröhre als bei un-

serer Prothese möglich ist. Jedenfalls sollte eine vollkommene Starrheit einer Trachealprothese vermieden werden, weil damit das Risiko von Anastomosenstrikturen und Gefäßarrosionen erhöht ist [9, 12, 22, 26].

Außer dem mechanischen Gesamtverhalten spielen für die Funktionsfähigkeit einer alloplastischen Trachealprothese auch die Wandstruktur, die Innenauskleidung und insbesondere die Anastomosentechnik eine entscheidende Rolle.

Besondere Bedeutung hat der Wandaufbau: Eine poröse Außenhaut wird durch Einwachsen von Gewebe besser gegen Verrutschen gesichert als eine glatte Oberfläche. Wächst jedoch Gewebe durch die Wand der Prothese bis in das Lumen der neuen Trachea vor, dann ist mit der Ausbildung einer sanduhrförmigen Stenose zu rechnen. Solche Stenosen sind auch durch einen temporären Platzhalter langfristig nicht zu vermeiden. Wird der Platzhalter entfernt, schreitet die Stenosierung fort. Auch Auskleidungen mit frischen oder konservierten Gewebelagen verhindern diesen Prozeß langfristig nicht, sondern beteiligen sich in der Regel an der Struktur. Das Granulationsgewebe kann auch unter einer Epithelschicht aus Schleimhaut unter zunehmender Stenosierung ins Lumen vorwuchern [vergl. auch 6]. Die ideale Innenauskleidung einer Trachealprothese besteht aus einem funktionierenden Flimmerepithel mit

nach kranial gerichtetem Flimmerstrom. Eine solche Schleimhautauskleidung muß aber die Innenoberfläche der Prothese einschließlich der Anastomosen vollständig bedecken. Vom Patienten entnommene Schleimhaut steht jedoch in aller Regel nicht ausreichend zur Verfügung.

Auch die von Löfgren et al. [18] vorgeschlagene „Züchtung“ einer Mukosazyste scheint nur für Patchrekonstruktionen an der Trachea geeignet zu sein. Solange es nicht gelingt, eine zuverlässig funktionierende, vollständige Schleimhautauskleidung beim Trachealersatz zu schaffen, muß die Wahl einer glatten, hydrophoben, dichten Kunststoffauskleidung unter Verzicht auf eine Mukosa zur Zeit als realistischere Lösung angesehen werden. Bei porösen bzw. netz-, gitter- und spiralförmigen Trachealgerüsten bietet die Auskleidung mit Kunststoffolie außerdem die Sicherheit, daß kein Granulationsgewebe in das Lumen vorwuchern kann. Wünschenswert ist allerdings, daß der Kunststoff, der die Innenauskleidung bildet, nicht nur glatt, sondern möglichst auch dauerhaft feucht ist, um der Obturation durch eingetrocknetes Sekret entgegenzuwirken. Dieses Problem ist noch zu lösen.

Von großer Bedeutung für den Erfolg einer Trachealprothese ist die Technik bei der Anastomosierung mit den Luftröhrenstümpfen. Sowohl bei einer paßgenauen, Stoß an Stoß angelegten Naht, als auch beim Einschub der Trachea in die Prothese kommt es häufig zu konzentrisch wuchernden Granulationen und hochgradigen Lochblendenstenosen. Wesentlich günstiger ist das Einschieben der Prothese in die Trachea und die Stabilisierung der Prothesenenden.

Die von uns vorgestellte Trachealprothese erfüllt einen Großteil der Forderungen an einen alloplastischen Trachealersatz (Abb. 9). Die Vorteile des porösen Polyethylens als Gerüstmaterial liegen in der Porosität des Materials, die nach außen hin zu einer guten Verankerung im Lager führt und innen die feste Verbindung mit einer Silikonfolie erlaubt. Auch ist dieses Material leicht formbar, wodurch Modifikationen der mechanischen Eigenschaften möglich werden (Abb. 10). Die Bauweise verhindert Steno-

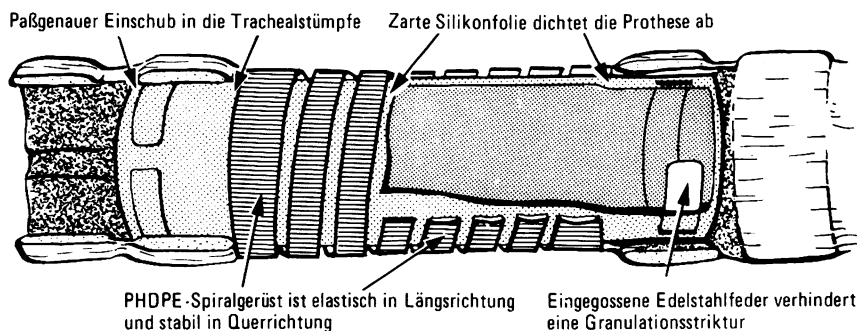


Abb. 9. Die von uns entworfene Trachealprothese und ihre Merkmale

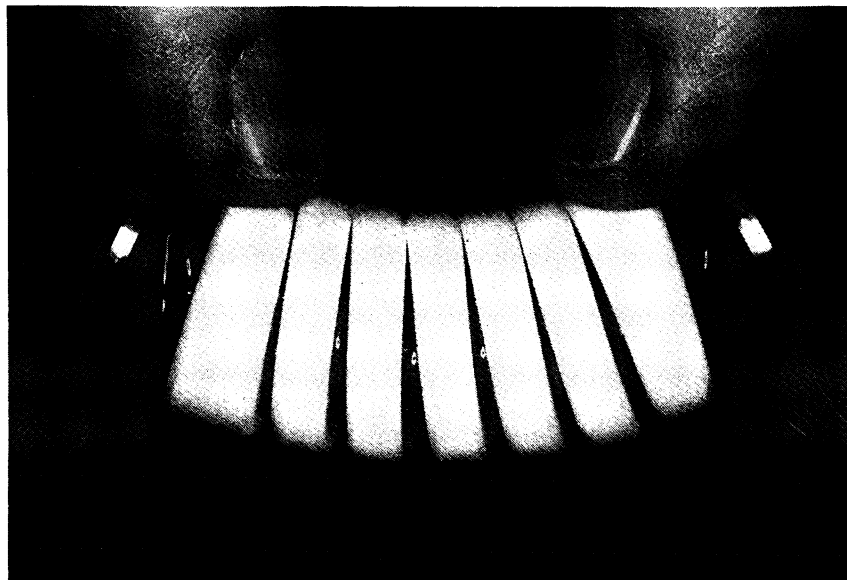


Abb. 10. Demonstration der Biegsamkeit der Trachealprothese mit Spiralgerüst aus porösem Polyethylen.

sen an den Anastomosen. Arrosionsblutungen kamen im Tierversuch nicht vor.

Die Verkürzung des Trachealdefektes von 6 auf 1,5 cm Länge nach knapp 1 1/2-jähriger Verweildauer einer solchen Prothese ist bisher in unserer Studie ein Einzelfall. Allerdings haben bereits Daniel et al. [8] und Demos et al. [10] über eine ganz ähnliche Beobachtung berichtet. Sollten solche Befunde bei der Verwendung der von uns vorgeschlagenen Trachealprothese reproduzierbar sein, dann könnte dies bedeuten, daß die Prothese nach einer ausreichend langen Verweildauer wieder entfernt werden kann, wenn das zurückbleibende Trachealrohr stabil genug ist. Ist dies nicht der Fall, dann wäre zu prüfen, ob der inzwischen verkürzte Abstand zwischen stabilen Trachealspangen z. B. die Versorgung mit einer Resektion und End-zu-End-Naht erlaubt.

Bei unserer Beobachtung im Tierversuch schien nach Extraktion der Prothese bei der Sektion das zurückbleibende Trachealrohr so stabil, daß weitere Maßnahmen nicht erforderlich gewesen wären.

Die Messung der mechanischen Eigenschaften menschlicher und künstlicher Luftröhren erfolgte in der Bundesanstalt für Materialprüfung, Berlin, unter Mitwirkung von Dipl.-Ing. O. Krüger.

Literatur

1. Berghaus A (1985) Porous polyethylene in reconstructive head and neck surgery. Arch Otolaryngol 111: 154–160
2. Berghaus A (1986) Grundlagen, Möglichkeiten und Grenzen der Anwendung von porösem Polyethylen in der rekonstruktiven Kopf-Hals-Chirurgie unter besonderer Berücksichtigung des alloplastischen Trachealersatzes. Habilitationsschrift, Berlin
3. Berghaus A, Breimeier I (1985) Zur

Problematik des alloplastischen Trachealersatzes. Arch Otorhinolaryngol Suppl II: 49–50

4. Berghaus A, Krüger O (1986) Mechanische Eigenschaften der menschlichen Luftröhre im Vergleich mit Luftröhren-Prothesen aus Kunststoffen. In: Deutscher Verband für Materialprüfung e.V. (Hrsg): Bioaktive Werkstoffe – chemische und physikalische Reaktionen. Berlin: 203–217
5. Berghaus A, Toplak F (1986) Surgical concepts for reconstruction of the auricle. History and current state of the art. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 112,4: 388–397
6. Bottema JR, Wildevuur ChRH (1986) Incorporation of microporous Teflon tracheal prosthesis in rabbits: Evaluation of surgical aspects. J Surg Res 41: 16–23
7. Bruni F, Bosco G, Bruni R (1981) Urgences en chirurgie de la trachée et prothèse de Neville. Ann Chir (Paris) 35: 640–645
8. Daniel RH, Taliaferro RM, Schaffarzick WR (1950) Experimental studies on the repair of wounds and defects of the trachea and bronchi. Dis Chest 17: 426–441
9. Daussy M, Christides C, Daumet PH (1974) Etude expérimentale des prothèses tracheales. Rev Fr Mal Resp 2,5: 505–510
10. Demos NJ, Mitnich H, McCally D, Flinberg E, McKean J, Timmos JJ (1973) Tracheal regeneration in long term survivors with silicone prostheses. Ann Thorac Surg 16: 293–300
11. Denecke HJ (1980) Die oto-rhino-laryngologischen Operationen im Kopf-Hals-Bereich. Bd V, 3. Teil in: Zenker R (Hrsg.) Allgemeine und spezielle Operationslehre. Springer, Berlin
12. Deslaurier J, Ginsberg RJ, Nelems JM, Pearson FG (1975) Innominate artery rupture. Ann Thorac Surg 20: 671–676
13. Herberhold C, Schäfer H, Schmiegelow P, Westhofen M (1985) Trachealersatz mit allogenen Implantaten. Arch Otorhinolaryngol Suppl II: 47
14. Herberhold C (1986) Verwendung von konservierten, homologen Luftröhrentransplantaten in der Chirurgie der Trachealstenose. Vortrag Nr. 91, 24. Jahrestagung d. Dtsch. Ges. f. Plast. u. Wiederherst. Chirurgie, Berlin
15. Jackson TL (1951) The experimental use of homogenous tracheal transplants in restoring of continuity of the tracheobronchial tree. J Thorac Surg 20: 598–612
16. Krisch A (1983) Autologe Rekonstruktion der zervikalen Trachea. HNO Praxis 8: 135–141
17. Lick RF (1965) Tierexperimentelle Untersuchungen zum alloplastischen Trachealersatz nach Kontinuitätsresektion. Habil Schrift, München
18. Löfgren L, Lindholm CE, Jansson B (1985) Reconstruction of the airway with a composite alloplastic and autogenous graft. An experimental study.

- Acta Oto-Laryngol 100, 1—2: 140—150
19. Meyer R, Novoselac M (1977) Behandlung der Stenosen nach Tracheotomie oder Intubation. In: Berendes, Link, Zöllner (Hrsg) HNO-Heilkunde in Praxis und Klinik, Bd 2, II. Thieme, Stuttgart
 20. Meyers A, Bishop HE (1978) Biomechanical characteristics of the canine trachea. Ann Otol 87: 538—543
 21. Montgomery WW (1964) Reconstruction of the cervical trachea. Ann Otol Rhinol Laryngol 73: 5—15
 22. Moritz E (1977) Untersuchungen zum alloplastischen Trachealersatz. Fortschr Med 95,3: 173—176
 23. Mündnich K (1972) Verletzungen des Kehlkopfes, der Luftröhre und der Bronchien. In: Naumann HH (Hrsg) Kopf- und Halschirurgie, Bd 1. Thieme, Stuttgart: 141—150
 24. Neville WE (1982) Prosthetic reconstruction of trachea. Rev Laryngol 103,2: 153—154
 25. Neville WE, Hamouda F, Anderson J, Dwan FM (1972) Replacement of the intrathoracic trachea and both stem bronchi with a molded Silastic prosthesis. J Thorac Cardiovasc Surg 63,4: 569—576
 26. Pearson FG, Henderson RD, Gross AE, Ginsberg AJ, Stone RM (1968) The reconstruction of circumferential tracheal defects with a porous prosthesis. J Thorac Cardiovasc Surg 55,5: 605—616
 27. Rethi A (1959) Chirurgie der Verengerungen der oberen Luftwege. Thieme, Stuttgart
 28. Rose KG, Sesterhenn K, Wustrow F (1979) Vorbereitung, Ausführung und erste Erfahrungen mit der allogenen Frischtransplantation der Trachea beim Menschen. Arch Otorhinolaryngol 223: 274—279
 29. Rose KG, Sesterhenn K (1982) Abschließender Bericht über die erste allogene Frischtransplantation der Trachea beim Menschen. Arch Otorhinolaryngol 235: 631
 30. Sarot JA, Clauss RH, Tan BY, Kirshbom I, Bizzarri D (1973) Tracheal bifurcation prosthesis. NY St J Med 1: 1303—1310
 31. Weidauer H, Vogt-Moykopf I, Toomes H (1981) Der prothetische Tracheaersatz mit Kunststoff. Laryng Rhinol Otol 60: 29—32

Anschrift des Verfassers:

Priv.-Doz. Dr. med. Alexander Berghaus,
HNO-Klinik, Klinikum Steglitz der FU
Berlin, Hindenburgdamm 30, 1000 Berlin
45